

Ellbogendysplasie beim Hund: Finite-Elemente-Analyse

Elbow dysplasia in the dog: finite element analysis

Anne Polikeit^{1,2}, Stephen J. Ferguson² und Peter Schawalter^{3,*}

¹ Zürcher Hochschule Winterthur, Departement Technik, Informatik und Naturwissenschaften, Institut für mechanische Systeme, Winterthur, Switzerland

² MEM Research Center, Institute for Surgical Technology and Biomechanics, 3014 Bern, Switzerland

³ Vetsuisse-Fakultät Universität Bern, Departement für klinische Veterinärmedizin, Kleintierklinik, Bern, Switzerland

changes in the elbow structure, such as altered material properties or asynchronous bone growth, have a distinct influence on the contact pressure in joint articulation, internal bone deformation and stresses in the bones. The results obtained support empirical observations made during years of experience and offer explanations for clinical findings that are not yet well understood.

Keywords: biomechanics; compartment syndrome; intraosseous pressure; load transfer; musculoskeletal system.

Zusammenfassung

Ellbogengelenkserkrankungen gewinnen bei jungen Hunden großer, schnellwüchsiger und bewegungsfreudiger Rassen seit Jahren zunehmend an Bedeutung. Als mögliche Ursachen der Ellbogendysplasie wurden – neben genetischer Veranlagung – Übergewicht und Überlastung der gelenkbildenden Knochen benannt. In der vorliegenden Untersuchung wurde der Einfluss verschiedener biomechanischer Parameter auf die Lastübertragung in gesunden und pathologischen Hundeellbogen mit einem zweidimensionalen Finite-Elemente-Modell analysiert. Pathologische Veränderungen der Ellbogenstruktur, wie veränderte Materialeigenschaften oder asynchrones Knochenwachstum, veränderten deutlich die Kontaktdrücke in den Artikulationen, die Knochen deformation und die Spannungen in den Knochen. Die gewonnenen Erkenntnisse unterstützen die langjährigen empirischen Beobachtungen und bieten eine Erklärung für die bis anhin kaum verstandenen klinischen Erscheinungsbilder.

Schlüsselwörter: Bewegungsapparat; Biomechanik; Compartmentsyndrom; intraossärer Druck; Kraftverteilung.

Abstract

For young active dogs of large, fast-growing breeds, diseases of the elbow represent an increasingly important disorder. Genetic predisposition, overweight and joint overload have been proposed as possible causes of elbow dysplasia. In this study, the influence of various biomechanical parameters on load transfer in healthy and pathological dog elbows has been analysed by means of a two-dimensional finite element model. Pathological

Einleitung

Ellbogengelenkserkrankungen gewinnen bei jungen Hunden großer, schnellwüchsiger und bewegungsfreudiger Rassen seit Jahren zunehmend an Bedeutung. Resultierende Lahmheiten und andere Behinderungen treten insbesondere während des stärksten Wachstumsschubs, der Hauptwachstumsphase, auf. Sie kommen häufig bei Rassen mit einer gewissen Gelenkslaxizität vor, wie z.B. beim Labrador-Retriever, Berner Sennenhund oder Rottweiler, wobei Rüden überdurchschnittlich häufig betroffen sind. Im klinischen Alltag ist der Befund Ellbogendysplasie (ED) mit dem Auftreten entzündlicher, degenerativer, später arthrotischer Veränderungen verbunden. Es werden u.a. Knorpelschäden (Chondrosen), asynchrones Knochenwachstum, Sklerose, nichtverwachsene Verknöcherungszentren (Processus anconaeus, Abbildung 1) sowie fragmentierte Gelenkteile (Processus coronoideus, Abbildung 1) festgestellt. Dabei führt die veränderte Anatomie zur Überlastung einzelner Strukturen und weiteren degenerativen Umgestaltungen; so kann eine erhöhte Belastung zu einer Sklerose oder einem intraossären Ödem führen. Diese Ödeme verursachen im starren Knochen einen erhöhten intraossären Druck, der zu mangelnder Blutversorgung, lokal veränderter Nährstoffversorgung und einer Stoffwechselentgleisung führen kann (ossäres Compartmentsyndrom, Abbildung 2). Übergewicht infolge einer falschen, zu energiereichen Diät und Überlastung durch zu viel Aktivität wurden neben genetischer Veranlagung als mögliche Ursachen der ED aufgezeigt [9–13].

Der Einfluss biomechanischer Faktoren auf die Lastübertragung in gesunden und pathologischen Hundeellbogen wurde mit Hilfe der Finite-Elemente(FE)-Methode untersucht. Ein 2D-Modell eines Ellbogens wurde erstellt, um die Auswirkungen pathologischer Veränderungen der Ellbogenstruktur, wie veränderte Materialeigenschaften oder asynchrones Knochenwachstum, zu analysieren.

*Korrespondenz: Dr. Peter Schawalter, Vetsuisse-Fakultät Universität Bern, Departement für klinische Veterinärmedizin, Kleintierklinik, Länggassstrasse 128, 3012 Bern, Schweiz
Phone: +41-31-631 2296
Fax: +41-31-631 2275
E-mail: dysplasie@gmx.net

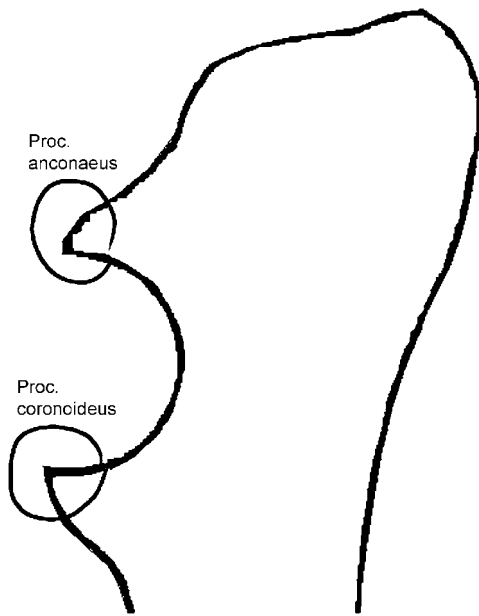


Abbildung 1 Proximale Ulnaabschnitt mit Processus anconaeus (oben) und Processus coronoideus (unten).

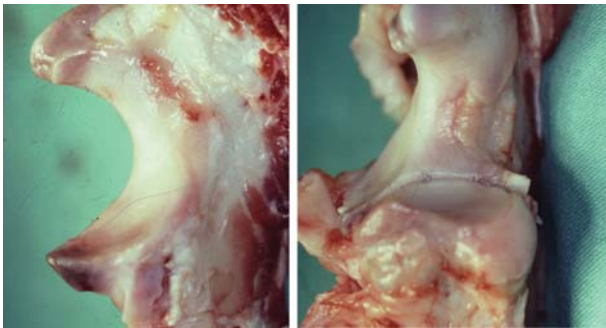


Abbildung 2 Befund Ellbogendysplasie: klinisch festgestellte osteochondrotische Veränderungen im Processus anconaeus, der Incisura semilunaris und dem Processus coronoideus.

Material und Methode

FE-Modell

Das Ellbogengelenk (Articulatio cubiti) ist ein zusammengesetztes Gelenk aus Articulatio humeroradialis, Articulatio humeroulnaris und Articulatio radioulnaris proximalis (hier vernachlässigt). Basierend auf dem Röntgenbild eines gesunden Ellbogengelenks, wurde ein zweidimensionales FE-Modell eines Hundevorderbeins in normaler Standposition entwickelt (Abbildung 3). Diese entspricht einem 120°-Winkel zwischen Humerus und dem vertikal (2-Richtung in Abbildung 3) positionierten Radius. Da der Fokus dieser Untersuchung auf das Ellbogengelenk gerichtet war, wurden ausschließlich die gelenknahen Knochenteile von Radius, Ulna und Humerus segmentiert und vernetzt.

Die Elementdicke wurde so gewählt, dass sie multipliziert mit dem Modellquerschnitt ungefähr der durchschnittlichen Querschnittsfläche des jeweiligen Knochens entsprach. Für die Gelenkflächen wurden auf den Knochen Knorpel Elemente so definiert, dass kongruente Artikulationen entstanden. Die Knorpelschichtdicke war

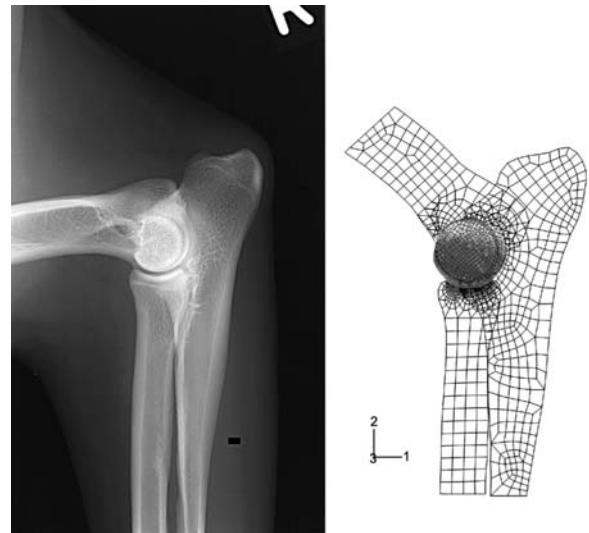


Abbildung 3 Dem FE-Modell zugrunde liegendes Röntgenbild (links) und die Vernetzung der Artikulationen (rechts).

jeweils konstant. Es wurde reibungsfreier, flächenbasierter Master-Slave-Kontakt modelliert.

Der Humerus artikuliert sowohl mit dem Radius als auch mit der Ulna. Diese beiden Artikulationsbewegungen sind daher miteinander gekoppelt und können nicht unabhängig voneinander stattfinden. Um dies auch im zweidimensionalen Modell zu berücksichtigen, wurden zwei distale Humerusteile modelliert, eins, das mit dem Radius artikuliert, das andere mit der Ulna (Abbildung 4). Eine starre Verbindung der beiden Humerusteile würde jedoch der Elastizität des Knochens nicht gerecht. Die beiden Humerusteile wurden stattdessen im Bereich ihrer Köpfe mit Hilfe von fünf Federelementen verbunden, die eine Kopplung der beiden Artikulationsbewegungen erzwingen. Federn mit grosser Federsteifigkeit erzeugten im Umfeld ihrer Befestigung Störungen des Spannungsverlaufs. Verschiedene Steifigkeiten wurden daher getestet. Die Federsteifigkeit wurde als „gut“ bewertet, bei der einerseits die Differenz der Verschiebungen der

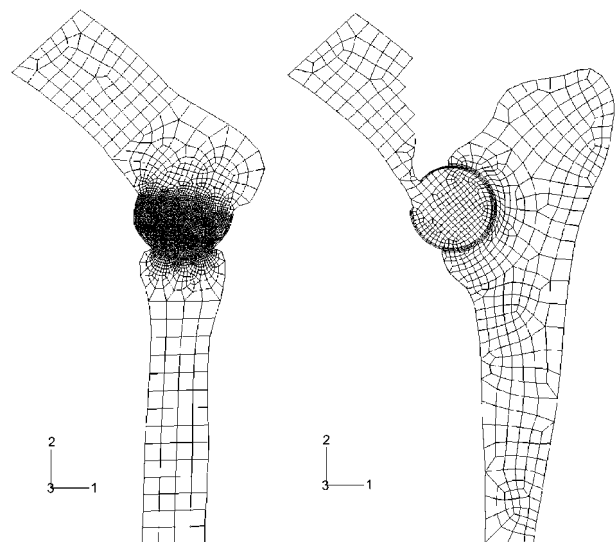


Abbildung 4 FE-Modelle der zwei Humerus-Artikulationen: mit der Ulna rechts und mit dem Radius links.

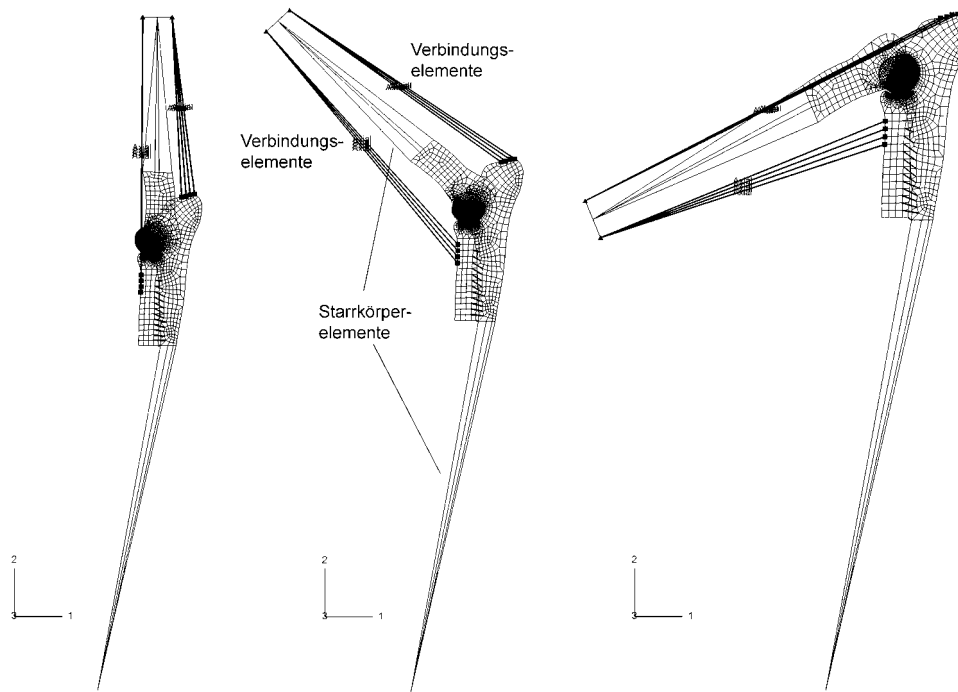


Abbildung 5 Vollständiges FE-Modell, von links nach rechts: in Extensions-, Normal- und Flexionsstellung. Die Position des Radius (2-Richtung) entspricht der Vertikalen. Achtung: Die Darstellungsmaßstäbe der Modelle sind verschieden!

verbundenen Knoten minimiert wurde, die aber andererseits keine nennenswerten Störungen im Spannungsverlauf erzeugte. Eine Federsteifigkeit von 10 N/mm wurde als bester Kompromiss gefunden.

Der proximale Teil des Humerus bis zum Schultergelenk wurde mit Starrkörperelementen modelliert (Abbildung 5). Um eine physiologische Belastungssituation zu erzielen, wurde ein Knoten als Bodenkontakt definiert und ebenfalls mittels Starrkörperelementen mit der Ulna verbunden.

Die für die Gelenkstabilität wichtigen Trizeps- und Bizepsmuskeln wurden mittels axial wirkender, nur unter Zug aktiver Verbindungselemente dargestellt (Abbildung 5). Von den die Schulter bildenden Starrkörpern erstreckten sich pro Muskel je vier solcher Elemente bis zu den zugehörigen Muskelansatzstellen an Radius und Ulna. Das interossäre Ligament bzw. die proximal davon liegende interossäre Membran zwischen Ulna und Radius wurde mit nur unter Zug aktiven Seilelementen definiert.

Um einen Eindruck der Beanspruchung des Ellbogens während des gesamten Lastzyklus zu bekommen, wurden zusätzlich Modelle des Beins in extremer Flexionsstellung (65°-Winkel zwischen Humerus und Vertikale) und Extensionsstellung (180°-Winkel) erstellt (Abbildung 5).

Materialeigenschaften

Knochen passen sich in Form und Dichte den aufgetragenen Belastungen an [17]. Aufgrunddessen sollte die Spannungsverteilung in einem FE-Modell mit konstanten Materialeigenschaften der Verteilung der Knochendichte und Trabekelstruktur im realen Knochen entsprechen [6]. Es wurden unterschiedliche Elastizitätsmodule (E-Module) getestet, und als Basis für die hier vorgelegten Ergebnisse wurde das FE-Modell gewählt, dessen Spannungs-

verlauf der in Röntgenbildern sichtbaren Knochenverteilung bei gesunden Hunden entsprach. Dieses Basismodell entspricht dem FE-Modell in Normalstellung, bei dem alle im Folgenden beschriebenen Details berücksichtigt wurden.

Für die Ellbogenknochen konnten in der Literatur keine Materialkennwerte gefunden werden. Experimentelle Biegetests von juvenilen Hundetibias und -femora zeigten einen mit dem Alter zunächst stark ansteigenden E-Modul, dessen Zunahme sich später verlangsamte und mit ca. 48 Wochen Werte erwachsener Tiere erreichte [15]. Der E-Modul der Tibia eines 35 Wochen alten Hundes betrug im Mittel 1000 MPa, für den Femur eines mindestens 20 Wochen alten Hundes wurden mehr als 5000 MPa ermittelt. Im spongiösen Knochen der Femurkondylen eines ausgewachsenen Hundes betrug der E-Modul 776 ± 207 MPa [16]. Daher wurde ein E-Modul von 3000 MPa für die zu untersuchenden Knochen jugendlicher Hunde gewählt. Die Auswirkungen dieses Parameters wurden analysiert, indem das gleiche Modell mit einem niedrigen (1000 MPa) und einem hohen E-Modul (5000 MPa) berechnet wurde. Eine Übersicht über die verwendeten isotropen, linear-elastischen Materialeigenschaften und Elementtypen gibt Tabelle 1.

Die Zugfestigkeit des zentralen Abschnitts der interossären Membran des menschlichen Unterarms wird mit 13.1 ± 3.0 N/mm angegeben [7]. Für die Festigkeit der entsprechenden Struktur beim Hund konnten keine Werte ermittelt werden. Da das Modell den proximalen, schwächeren Teil dieser Struktur abbildete, wurde die Zugsteifigkeit mit 10 N/mm festgelegt. Ellbogenprobleme treten oft bei Hunden mit laxen Gelenken auf, daher wurde zusätzlich eine Reduktion auf 1 N/mm analysiert.

Studien zu Materialeigenschaften der Ellbogenknorpel beim Hund sind nicht bekannt. Die Querkontraktionszahl

Tabelle 1 Im Modell verwendete Materialeigenschaften und Elementtypen.

Material	ABAQUS-Elementtyp	Materialeigenschaft	Querkontraktionszahl	Literatur no.
Knochen	CPE4	E-Modul (MPa): 1000, 3000, 5000	0.3	2, 3
Knorpel	CPE4	E-Modul (MPa): 10	0.4999, 0.4	5, 6 Poisson
Membran	TRUSS	Zugsteifigkeit (N/mm): 1, 10	0.3	4
Bizeps	CONN2D2	Zugsteifigkeit (N/mm): 250		
Trizeps	CONN2D2	Zugsteifigkeit (N/mm): 250		

des Humerusknorpels von Rindern wurde von Korhonen et al. durch optische Messung zu 0.15 ± 0.06 und indirekt mittels einer mathematischen Beziehung zwischen dem Elastizitätsmodul und dem Aggregatmodul zu 0.16 ± 0.06 bestimmt [4]. Korvick et al. ermittelten eine Querkontraktionszahl von 0.24 bzw. 0.29 für humeralen bzw. glenoiden Knorpel im Schultergelenk des Hundes [5]. Die Bestimmung dieser Werte erfolgte jedoch, nachdem sich das Wasser im unbelasteten Gewebe verteilen und einen Gleichgewichtszustand erreichen konnte. Dies entspricht nicht der natürlichen Situation. Knorpel ist ein poroelastisches Material mit niedriger Permeabilität, in dem hohe viskose Dämpfung vorhanden ist. Sein Verhalten in physiologischen Belastungssituationen kann als nahezu inkompressibel angenommen werden. Eckstein et al. modellierten einen humanen, adulten Ellbogenknorpel entsprechend mit einem E-Modul von 15 MPa und einer Querkontraktionszahl von 0.499 [3]. Darauf basierend wurde für den Knorpel in juvenilen Hundeellbogen ein E-Modul von 10 MPa gewählt und die Querkontraktionszahl des juvenilen Hundeellbogens mit 0.4999 oder 0.4 definiert.

Randbedingungen, Belastung

Der Referenzknoten des Schultergelenks wurde vollständig fixiert. Um Konvergenz des Modells zu erreichen und bessere Vergleichbarkeit zu erzielen, wurde eine Reihe von Schritten definiert. Zunächst wurde durch eine aufgebrachte Verschiebung Kontakt hergestellt, dann wurden Kräfte appliziert, die bis zu einer vertikalen Bodenreaktionskraft von 200 N gesteigert wurden [8]. In der physiologischen Situation wirken 75–80% dieser Kraft auf den Radius und der Rest auf die Ulna [14]. Im Modell wurde der auf die Ulna wirkende Kraftanteil auf den „Bodenknoten“ aufgebracht. Die Wirkungslinie des Kraftanteils des Radius wurde vereinfacht, indem hier die einzelnen Kräfte direkt auf die unteren Knoten des Radius aufgebracht wurden. Auch in der Realität weicht diese Wirkungslinie kaum von der Senkrechten ab. Die in Extensions- und Flexionsstellung wirkenden Kräfte und ihre Verteilung sind unbekannt, daher wurde dieselbe Aufteilung wie in Normalstellung verwendet.

Das klinisch festgestellte asynchrone Knochenwachstum bei Ellbogendysplasie (Distractio cubiti) verursacht eine Veränderung der Kraftverteilung zwischen Ulna und Radius. Wenn einer der beiden Knochen länger wächst, so hat dieser mehr Kontakt zum Humerus als in der normalen Situation, schiebt den Humerus gegebenenfalls sogar gegen proximal. Beides führt zu einer Entlastung der anderen Artikulation. Dies wurde simuliert, indem die auf die Ulna wirkende Kraft in 5%-Schritten erhöht und

die auf den Radius wirkende Kraft entsprechend reduziert wurde, bis je 50% wirkten.

ABAQUS 6.3 (ABAQUS, USA) wurde als Analyseprogramm (Solver) für alle Untersuchungen verwendet.

Ergebnisse

Variation von Materialeigenschaften

Alle Unterschiede zwischen Modellergebnissen, die kleiner als 5% waren, wurden aufgrund des verwendeten numerischen Näherungsverfahrens als vernachlässigbar betrachtet.

Zur Vereinfachung der Vergleichbarkeit werden die hier dargestellten Ergebnisse auf eine für Bizeps und Trizeps identische Steifigkeit beschränkt.

Die Variation des Elastizitätsmoduls hatte einen großen Einfluss auf die Verschiebungen. Wenn der E-Modul erhöht wurde, nahmen die Verschiebungen ab; im Gegenzug waren sie größer, wenn der Modul reduziert wurde. Eine Reduktion des E-Moduls der Knochen um 2000 MPa veränderte die Resultate auffallender als eine Erhöhung um den gleichen Wert. Die maximale von-Mises-Spannung in der Ulna z.B. war um 81% höher, wenn der E-Modul reduziert wurde, und um 9% niedriger, wenn er vergrößert wurde. Die Veränderungen waren insgesamt deutlicher für die Ulna und ihre Humerusartikulation. Der maximale Kontaktdruck in dieser Artikulation wurde bei einer geringeren Knochensteifigkeit verdoppelt, bei einer erhöhten Steifigkeit jedoch nur um 8% reduziert. Zwischen Radius und Humerus blieb der maximale Kontaktdruck auch bei veränderter Knochensteifigkeit relativ gleichförmig.

Die Variation der Membransteifigkeit hatte in Normalstellung einen vernachlässigbaren Einfluss auf die Resultate. In Flexion vergrößerte sich der maximale Kontaktdruck zwischen Ulna und Humerus, wenn die Membransteifigkeit reduziert wurde. Ebenso wurde eine Vergrößerung der horizontalen maximalen Ulnaverschiebung und eine entsprechende Reduktion dieser Verschiebung für den Radius ermittelt. Die maximalen von-Mises-Spannungen blieben ähnlich. Die Lösung des Extensionsmodells mit reduzierter Membransteifigkeit wurde numerisch instabil; nur 168 N konnten erfolgreich aufgebracht werden. Die Unterschiede, die aus den verschiedenen Membransteifigkeiten resultierten, waren hier größer als in den anderen beiden Positionen. Für eine Gesamtkraft von 167.5 N verursachte eine Reduktion der Membransteifigkeit eine Erhöhung des maximalen Kontaktdrucks zwischen Radius und Ulna um 33%. Die von-Mises-Spannung in Humerus und Radius war größer, wenn die Membran weicher war. Auch die Verschiebungen dieser

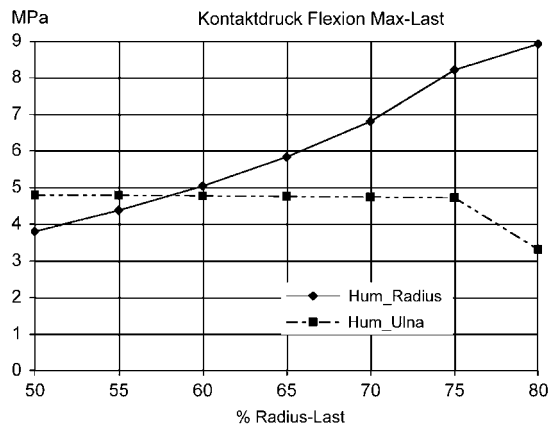


Abbildung 6 Kontaktstress in den Artikulationen in Flexionsstellung bei Maximalast bei unterschiedlicher Aufteilung der aufgetragenen Kraft zwischen Radius (Angabe auf der x-Achse) und Ulna. Hum=Humerus.

beiden Knochen wurden verändert, in horizontaler Richtung für den gesamten Humerus und den Radius sowie in vertikaler Richtung ebenfalls für den Radius und seinen artikulierenden Humerusteil.

Eine Verkleinerung der Querkontraktionszahl reduzierte den Kontaktstress im Gelenk. Die Spannungen blieben unverändert, während insbesondere für Ulna und Radius die Verschiebungen zunahmen, wenn der Knorpel kompressibel definiert wurde.

Es war numerisch nicht möglich, die beabsichtigte Maximalkraft von 200 N für alle Kraftverteilungen zwischen Radius und Ulna zu erreichen. Wenn ein größerer Anteil der Kraft auf die Ulna wirkte, wurde das entsprechende Modell numerisch instabil. Alle derartigen Berechnungen (Gesamtkraft < 200 N) endeten mit einem ähnlichen Kontaktstress und einer vergleichbaren Spannungsverteilung zwischen Ulna und Humerus (Abbildung 6). Die Simulation einer zu langen Ulna bzw. eines zu kurzen Radius, d.h. die Aufbringung eines größeren Anteils der Gesamtkraft von 100 N auf die Ulna, vergrößerte die knöchernen Bereiche in Ulna und Humerus, die hohen Spannungen ausgesetzt waren (Abbildung 7), während die Spannungen im Radius und seinem artikulierenden Humerus-Gegenstück abnahmen. Die Deformation der jeweiligen Knochen in Normalstellung war abhängig von der Verteilung der aufgetragenen Kraft. Die maximale Verschiebung war für den Radius und seine Humerusartikulation größer, wenn ein größerer Kraftanteil auf den Radius aufgebracht wurde. Die Verschiebungen der Ulna und ihrer Humerusartikulation wurden bei größerem Radiuskraftanteil reduziert (Abbildung 8).

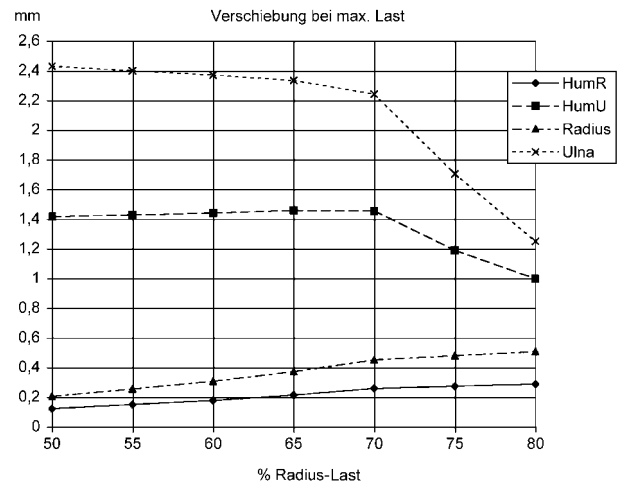


Abbildung 8 Maximale Verschiebungen der knöchernen Anteile unter Maximalast in Normalstellung.

Von links nach rechts: Veränderung der Kraftverteilung von 50%:50% bis zu 80% (Radius):20% (Ulna); angegeben ist der Kraftanteil auf dem Radius. HumR=Humerusanteil, der mit dem Radius artikuliert; HumU=Humerusanteil, der mit der Ulna artikuliert.

lierenden Humerus-Gegenstück abnahmen. Die Deformation der jeweiligen Knochen in Normalstellung war abhängig von der Verteilung der aufgetragenen Kraft. Die maximale Verschiebung war für den Radius und seine Humerusartikulation größer, wenn ein größerer Kraftanteil auf den Radius aufgebracht wurde. Die Verschiebungen der Ulna und ihrer Humerusartikulation wurden bei größerem Radiuskraftanteil reduziert (Abbildung 8).

Diskussion

Der Einfluss verschiedener biomechanischer Parameter auf die Lastübertragung in gesunden und pathologischen Hundeellbogen wurde mittels Finite-Elemente-Analyse untersucht. Pathologische Veränderungen der Ellbogenstruktur wie veränderte Materialeigenschaften oder asynchrones Knochenwachstum veränderten die Kon-

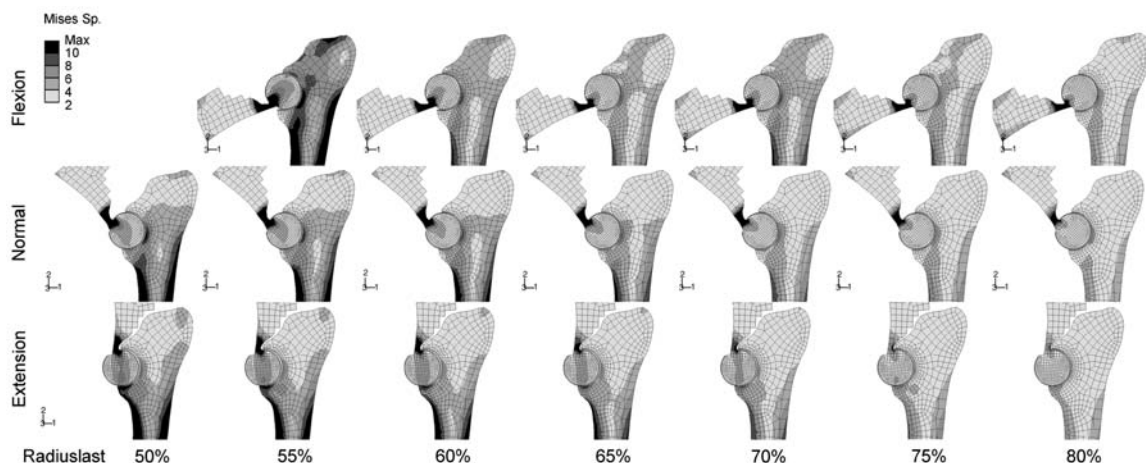


Abbildung 7 Von-Mises-Spannung in der Articulatio humeroulnaris infolge einer Belastung mit 100 N.

Beinstellungen von oben nach unten: Flexion, Normalstellung, Extension. Von links nach rechts: Veränderung der Kraftverteilung von 50%:50% bis zu 80% (Radius):20% (Ulna); angegeben ist der Kraftanteil auf dem Radius.

taktdrücke in den Artikulationen, die Deformation der Knochen und die Spannungen in ihnen deutlich. Eine laxe Membran hatte in Normalposition einen vernachlässigbaren Einfluss auf die Resultate. In Flexion blieb die maximale von-Mises-Spannung relativ unverändert. In Extensionsstellung wurde durch eine laxe Membran vor allem die Kontaktfläche zwischen Humerus und Radius verändert und in deren Folge die Spannungsverteilung in diesen beiden Knochen. Für einen verkürzten Radius wäre dieser Effekt geringer.

Je kleiner der E-Modul des Knochens, desto größer die Spannungen in der Ulna. Alle Berechnungen resultierten in vergleichbaren Trends, so dass die mit anderen Parametern erzielten Ergebnisse für weichere Knochen verstärkt würden. Demnach wären junge Hunde mit elastischerem Knochen einem erhöhten Risiko ausgesetzt.

Asynchrones Knochenwachstum, wie die hier untersuchte zu lange Ulna bzw. der zu kurze Radius, erzeugte deutliche Veränderungen. Wenn ein größerer Anteil der Gesamtkraft über die Ulna geleitet wurde, erzeugten kleine Kraftgrößen bereits hohe Spannungen. Dies erhöhte Überlastungsrisiko, das nachgewiesenermaßen zu einem „ossären Compartmentsyndrom“ und einer gestörten Nährstoffversorgung führt [9–13], ist eine Ursache für das Versagen des Processus anconaeus oder Processus coronoideus. Des weiteren wurden hohe Spannungen im Processus anconaeus und Processus coronoideus ermittelt, also in den Knochenbereichen, in denen auf Röntgenbildern pathologischer Gelenke eine Sklerose beziehungsweise in der Kernspintomographie (MRI) ein ossäres Ödem zu sehen ist. Diese erhöhte Knochendichte, wie auch das Knochenödem, haben Auswirkungen auf die Mikrovaskularisation und können somit Flüssigkeitsdruck und -strömung im Knochen verändern, was in der Folge zu Nekrosen und Versagen führen mag.

Erkrankungen des Ellbogens nehmen bei jungen Hunden großer, schnellwüchsiger Rassen zu. Die bei Ellbogendysplasie auftretenden Schmerzen und Lahmheit behindern diese Hunde in ihrer weiteren Entwicklung. Als mögliche Ursachen der ED wurden – neben genetischer Veranlagung [2] – Übergewicht und Überlastung der gelenkbildenden Knochen benannt [9–13]. Die gewonnenen Erkenntnisse unterstützen die langjährigen empirischen Beobachtungen und bieten eine erste Erklärung für die bis anhin kaum verstandenen klinischen Erscheinungsbilder, wie beispielsweise das gleichzeitige Vorkommen von osteochondrotischen Veränderungen im Bereich des Processus anconaeus, der Incisura semilunaris und des Processus coronoideus medialis (Abbildungen 2 und 7).

Die auf der Gestaltänderungsenergiehypothese basierende von-Mises-Spannung kennzeichnet eigentlich die Beanspruchung duktiler Materialien. Knochen dagegen zeigt in Abhängigkeit von seiner Porosität und Materialzusammensetzung ein Verhalten variierender Plastizität. Entsprechende, zutreffende Beschreibungen, die dieses spezifische Materialverhalten von Knochen abbilden, wurden erst vor kurzem vorgeschlagen [1] und müssen noch validiert werden. Insbesondere für den Vergleich verschiedener Beanspruchungssituationen ist die Verwendung der von-Mises-Spannung daher noch zulässig und weit verbreitet.

Auch wenn die präsentierten Modelle auf physiologischer Geometrie und Materialeigenschaften basierten, gab es Einschränkungen. Die Verwendung von isotropen, linear-elastischen Materialeigenschaften ist eine Vereinfachung der realen Situation. Knochen weisen Abschnitte unterschiedlicher Dichte und Strukturparameter auf. Eine umfassende Beschreibung der Knochenstruktur und Materialeigenschaften juveniler Hundeknochen liegt bislang nicht vor. Die Ermittlung von QCT-Daten, bei anschließender experimenteller Testung der entsprechenden Knochenbereiche, könnte diese Lücke schließen helfen. Solche Daten könnten dann unter anderem in dreidimensionalen FE-Modellen zum Einsatz kommen und eine Evaluierung des tatsächlichen Spannungsverlaufs erlauben.

Die axiale Wirkungslinie der Verbindungselemente überlappt die Knochensegmente. Da im Modell jedoch kein Kontakt zwischen diesen definiert wurde, beeinflusst dies die Ergebnisse nicht. Sowohl die abgebildete, gerade Muskelwirkungslinie als auch der fehlende Muskel-Knochen-Kontakt stellen Vereinfachungen des Modells dar. Die physiologische Situation lässt sich in einem zweidimensionalen Modell jedoch auch nicht vollständig abbilden.

Die gewählte zweidimensionale Darstellung des Ellbogengelenks kann der komplexen Kraftübertragung, bei der verschiedene Fortsätze in unterschiedlichen Stellungen belastet werden, nicht vollkommen gerecht werden, ermöglichte aber eine schnelle Untersuchung vieler Parameter. Die drei untersuchten Beinpositionen bieten zwar einen Einblick in die Belastung während des Gangs, geben jedoch keinen kompletten Überblick. Ebenso wenig hat die vorgelegte Studie die Dynamik des Gangs berücksichtigt.

Trotz der Vereinfachungen war es möglich, einen ersten Eindruck der Veränderungen zu gewinnen, die infolge pathologischer Veränderungen, wie z.B. asynchronem Längenwachstum von Ulna und Radius, entstehen können. Aufgrund der ermittelten, deutlichen Veränderungen der Spannungen und Lastübertragung scheint eine weitere, detailliertere Analyse angeraten.

Die Erstellung und Untersuchung dreidimensionaler FE-Modelle, die eine genauere Darstellung der artikulierenden Flächen und ihrer Interaktion ermöglichen, ist der konsequente nächste Schritt zur Untersuchung des Effekts mechanischer Faktoren und des Verlaufs der Ellbogendysplasie. Zusätzlich wäre eine experimentelle Verifikation dieser Ergebnisse durch die Ermittlung des Kontaktdrucks in den zwei Artikulationen vorstellbar.

Literatur

- [1] Bayraktar HH, Gupta A, Kwon RY, Papadopoulos P, Keaveny TM. The modified super-ellipsoid yield criterion for human trabecular bone. *J Biomech Eng* 2004; 126: 677–684.
- [2] Dolf G, Dietschi E, Schawalder P, Gaillard C. Genetische Untersuchungen zur Kontrolle von Erbkrankheiten beim Hund. *Schweiz Arch Tierheilk* 2000; 142: 229–233.
- [3] Eckstein F, Jacobs CR, Merz BR. Mechanobiological adaptation of subchondral bone as a function of joint

- incongruity and loading. *Med Eng Phys* 1997; 19: 720–728.
- [4] Korhonen RK, Laasanen MS, Toyras J, et al. Comparison of the equilibrium response of articular cartilage in unconfined compression, confined compression and indentation. *J Biomech* 2001; 35: 903–909.
- [5] Korvick D, Athanasiou K. Variations in the mechanical properties of cartilage from the canine scapulohumeral joint. *Am J Vet Res* 1997; 58: 949–953.
- [6] Pauwels F. Die Struktur der Tangentialfaserschicht des Gelenkknorpels der Schulterpfanne als Beispiel für ein verkörpertes Spannungsfeld. *Z Anat Entwgesch* 1955; 121: 188–240.
- [7] Pfaeffle HJ, Tomaino MM, Grewal R, et al. Tensile properties of the interosseous membrane of the human forearm. *J Orthop Res* 1996; 14: 842–845.
- [8] Saeglitz J. Morphologische Grundlagen für ein Forward-Dynamik-Modell der Schultergliedmaße des Deutschen Schäferhundes und invers dynamische Untersuchungen zu den gelenkresultierenden Kräften der großen Gliedmaßengelenke. Dissertation vet. med. München: LMU 2003.
- [9] Schawalder P. Der lahrende Junghund mit besonderer Gewichtung des ossären Compartmentsyndroms im Zentrum der Entwicklung von Gelenks- und Skeletterkrankungen. Referateband 7. Stuttgart: PET-VET 2005.
- [10] Schawalder P, Stich H, Steidel T, et al. Die „Ellbogendysplasie“ beim Hund. Eine klinisch-synoptische Betrachtungsweise der verschiedenen Erscheinungsbilder mit ätiopathologischen Überlegungen, Teil 1. *Der Veterinärspiegel* 2001; 4: 237–240.
- [11] Schawalder P, Stich H, Steidel T, et al. Die „Ellbogendysplasie“ beim Hund. Eine klinisch-synoptische Betrachtungsweise der verschiedenen Erscheinungsbilder mit ätiopathologischen Überlegungen, Teil 2. *Der Veterinärspiegel* 2002; 1: 14–27.
- [12] Schawalder P, Andres HU, Jutzi K, Stoupis Ch, Bösch Ch. Die Panostitis beim Hund – eine kryptogenetische Skeletterkrankung im Blickwinkel einer neuen ätiopathogenetischen Hypothese. Teil 1: Klinische und diagnostische Aspekte. *Schweiz Arch Tierheilk* 2002; 144: 115–130.
- [13] Spänhauer Z. Ätiopathogenetische Untersuchungen der gestörten Knochentrophik von artikulären Entwicklungsstörungen sowie Gelenksdegeneration/-destruktion und Überprüfung eines neuen Therapieansatzes. Dissertation vet. med. Bern: Universität Bern 2004.
- [14] Tietz E. Über die frühzeitige Erkennung der Coronoidfraktur beim Berner Sennenhund und beim Großen Schweizer Sennenhund. Dissertation vet. med. Berlin: FU 1997.
- [15] Torzilli PA, Takebe K, Burstein AH, Heiple KG. Structural properties of immature canine bone. *J Biomech Eng* 1981; 103: 232–238.
- [16] Wohl GR, Shymkiw RC, Matyas JR, Kloiber R, Zernicke RF. Periarticular cancellous bone changes following anterior cruciate ligament injury. *J Appl Physiol* 2001; 91: 336–342.
- [17] Wolff J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin: Verlag A. Hirschwald 1892.